KISEP Experimental Research J Korean Neurosurg Soc 26 : 54-64, 1997

Compressed Spectral Array(CSA)를 이용한 뇌허혈현상 (Cerebral Ischemia)의 조기 진단시스템 구현*

연세대학교 의과대학 신경외과학교실,[1] 의용공학교실,[2] 마취과학교실,[3] 신경과학교실[4]
김선호[1] · 유선국[2] · 신용삼[1] · 박현선[1] · 김남현[2] · 김종훈[3] · 민경태[3] · 박수철[4] · 이규창[1]

= Abstract =

The Realization of Early Diagnostic System for Cerebral Ischemia Using Compressed Spectral Array(CSA)

Sun Ho Kim, M.D.,[1] Sun Kook Yoo, Ph.D.,[2] Yong Sam Shin, M.D.,[1] Hyeon seon Park, M.D.,[1] Nam Hyum Kim, Ph.D.,[2] Jong Hoon Kim, M.D.,[3] Kyung Tae Min, M.D.,[3] Soo Chul Park, M.D.[4] and Kyu Chang Lee, M.D.[1]

Department of Neurosurgery,[1] Biomedical Engineering,[2] Anesthesiology[3] and Neurology,[4] Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea

The trials to detect the cerebral ischemia during the brain surgery have been continued since last three decades. The intraoperative Xenon isotope cerebral blood flow(CBF) measurement and EEG monitoring were proven to be useful techniques for this purpose. But these techniques have several drawbacks and are not easily applicable in most institutions. Authors, therefore, developed a intraoperative cerebral ischemia monitoring system which applied the digital electroencephalography(EEG) and compressed spectral array(CSA) technique. Technical details of our system and the examples of clinical applications are described.

KEY WORDS : Cerebral ischemia · Electroencephalography(EEG) · Compressed spectral array(CSA).

서 론

뇌혈관계 질환 환자에서 볼 수 있는 뇌허혈 현상(cerebral ischemia)은 환자를 평생 불구로 만들거나 심한 경우 사망에 이르게까지 하는, 뇌혈관계 질환의 치료에 있어서 가장 위험하고 가능한 한 반드시 방지해야 하는 중요한 문제중의 하나이다.

순간순간 변화하는 환자의 뇌혈류 순환 상태를 realtime으로 관찰하려는 노력은 최근 30여년 동안 꾸준히 지속되어 왔다. 그 동안 Xenon isotope를 이용하여 국소 뇌혈류(regional cerebral blood flow : rCBF)를 측정하는 방법 또는 analog electroencephalography(아나로그 EEG) 등이 이 목적으로 사용되어 왔으나 전자는 뇌혈류 장애가 의심되는 모든 환자에서 손쉽게 사용할 수 있는 방법은 아니며, 아나로그 EEG는 monitoring이 지속되는 동안 전문적으로 훈련된 신경과의사가 환자 옆에 상주하면서 순간 순간의 뇌혈류의 변화에 따른 뇌파(EEG)의 변화를 감지해내야 하나 실제적으로 모든 환자에서 이 방법을 적용시키기는 불가능하다.

1970년대에 처음 개발된 Fast Fourier Transform(FFT) 이론은 뇌파를 주파수 영역으로 변환하여 정량적으로 분석할 수 있게 하므로써 뇌혈류의 변화에 따른 뇌파의 상태를 비전문가도 손쉽게 관찰할 수 있는 길을 열어 놓았다. 그러나 최근 5 6년 전까지만 하여도 이 방법은 고가의 컴퓨터 시스템을 필요로 하여 보편적으로 사용될 수 없었고 단지 몇몇 외국의 신경계 질환 연구소에서 사용하는 정도였다[1)7)27)]. 최근 수년동안 퍼스널 컴퓨터가 급속히 발달하면서 퍼스널

*본 연구의 요지는 1996년도 추계학술대회에 구연되었음.
*이 논문은 1994년도 학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.

컴퓨터를 이용하여 아나로그 EEG를 디지탈 signal processing하려는 노력이 시도되고 있으며 몇몇 외국의 의료장비 회사에서 디지탈화된 EEG장비를 개발, 시판하고 있는 단계이다.

본 논문에서는 지난 2년간 퍼스널 컴퓨터를 이용하여 뇌혈류의 변화에 따른 EEG의 변화를 FFT 이론을 이용한 compressed spectral array(CSA)의 방식으로 분석할 수 있는 뇌혈류 감시 장치를 독자적으로 개발하여 임상에서 사용하여 본 경험을 문헌 고찰과 함께 보고하고자 한다.

재료 및 방법

본 연구의 1단계에서는 기존의 아나로그 EEG 장비의 데이터 output 단자를 아나로그-디지탈 converter를 이용하여 컴퓨터와 연결시켜 디지탈화된 EEG 데이터를 추출하고, 동시에 종이에 기록된 아나로그 EEG의 결과와 비교, 분석하여 두 방법간의 데이터의 차이가 없는지를 확인하였다. 또한 디지탈화된 EEG 데이터를 FFT를 이용하여 시간축에 따른 frequency 분포도로 변환시켜 여러개의 channel에서 realtime으로 동시에 비교할 수 있는 CSA 소프트웨어를 개발하였다.

2단계에서는 EEG 장비를 완전히 컴퓨터화 하여 8채널의 독립적인 디지탈 EEG/CSA patient monitoring 시스템을 개발하였다.

1. CSA 소프트웨어의 개발

1) 다중 뇌파신호 컴퓨터 입력단 구성(Multichannel EEG signal input interface설계)

기본적인 10 20 standard EEG 시스템 중 8채널(F3, F4, C3, C4, T3, T4, P3, P4)의 scalp EEG 신호를 컴퓨터로 처리하기 위하여 8채널의 아나로그-디지탈 converter를 이용하는 컴퓨터 interface 부분을 설계하고, 아나로그 EEG를 디지탈 EEG로 변환하여 컴퓨터로 입력하는 부분을 구성하였다.

2) Spectral estimation 이론을 이용한 밴드별 스펙트럼 추정

디지탈화된 EEG 신호를 spectral estimation 이론을 도입하여 frequency 스펙트럼 밴드별로 분리한 다음, 주요 밴드인 Alpha(8-13Hz), Beta(20-30Hz), Theta(4-8Hz) 및 Delta(0.5-4Hz)의 frequency spectrum 밴드별로 추정, 분류하였으며, 에너지 스펙트럼을 동시에 정확히 추정할 수 있는 알고리즘으로 프로그래밍하였다.

3) Compressed Spectral Array 소프트웨어의 설계

Frequency별로 분류된 8채널의 EEG 신호를 각 채널에 대하여 FFT 이론을 적용하여 frequency 스펙트럼을 추정하고, hidden line removal 기술을 이용하여 시간대에 따라 realtime으로 비교 관찰할 수 있도록 8채널의 CSA로 재구성하여 그래픽 처리하여 나타냄으로써 뇌혈류 변화에 따른 EEG의 변화를 한 화면 상에서 비교할 수 있도록 소프트웨어를 개발하였다.

화면 구성은 각 채널에 있어서 4초 구간(epoch)의 뇌파신호에 대하여 스펙트럼을 추정한 다음, 가로축으로는 주파수 대역을, 세로축으로는 주파수별 크기를 나타내게 하고, 각 채널별 CSA를 한 화면에 135 Frame을 표시할 수 있도록 하여 약 9분간의 뇌파신호를 처리할 수 있도록 구성하였다.

단기간의 환자의 뇌혈류 변화 상태는 CSA를 주로 관찰하게 되며 장기간의 변화를 관찰하기 위해서는 Color Density Compressed Spectral Array(CD-CSA)를 이용하여 관찰할 수 있도록 하였는데 이 방법은 total power의 trend와 percent of alpha, delta, theta를 12 24시간 동안 표시하도록 하였다. 한 컴퓨터화면에 많은 양의 데이터를 고화질로 표시하기 위해서는 1024×768 mode의 graphic display를 사용하였고 graphic display의 시간 단축을 위하여 소프트웨어로 처리된 graphic acceleration mode를 이용하였다(Fig. 1, 2).

4) CSA 소프트웨어의 임상적용 실험

(1) 대 상

초기의 아나로그 EEG와 디지탈화된 EEG를 비교, 분석하는 과정은 뇌동맥류 파열로 수술받게 된 환자 9명과 경동맥 협착증으로 carotid endarterectomy를 시행한 2명의 환자를 대상으로 하였다.

(2) 데이터 수집방법

마취전, 양측 두피부에 대칭으로 8개(pterional approach를 시행한 뇌동맥류 환자에서는 수술하는 쪽 frontal lead는 제외)의 EEG electrode를 부착하였고 이 electrode는 아나로그 EEG 장비(NihonKoden, Japan)의 data output 단자에 아나로그-디지탈 converter를 내장한 퍼스널 컴퓨터(IBM PC 80486 DX)를 연결하여 일반적인 EEG 검사와 동일한 방법으로, 수술동안 지속적으로 아나로그 EEG 데이터(기존의 아나로그 EEG 장비를 이용하여 종이에 기록하는 방법)와 디지탈화된 EEG 데이터를 동시에 얻었다.

Monitoring은 뇌동맥류 수술환자는 마취전 상태를 기준으로 하여 마취 후, 개두술 후, 동맥일시 결찰(temporary

clipping) 직전, 결찰 동안의 데이터의 차이를 비교하였고 carotid endarterectomy 환자에서는 carotid clamp 전과 clamp하는 동안을 비교하였다. 이들 환자에서는 carotid clamp 직전 thiopental을 투여하여 barbiturate brain protection을 시도하였고, 그 과정에서 유발되는 EEG burst suppresion을 아나로그 EEG, 디지탈 EEG/CSA 상에서 비교하였다.

2. 독립된 디지탈 EEG/CSA patient monitoring 하드웨어의 개발

1단계의 연구에서 완성된 디지탈 EEG/CSA 소프트웨어의 정확성을 확인한 후, 독립된 8채널의 디지탈 EEG/CSA 하드웨어를 개발하였다. 이는 쉽게 말해서 일반적으로 사용되던 아나로그 EEG 장비 전체가 가로 50cm, 세로 40cm, 높이 20cm의 상자 속에 구성되어 컴퓨터 시스템의 일부가

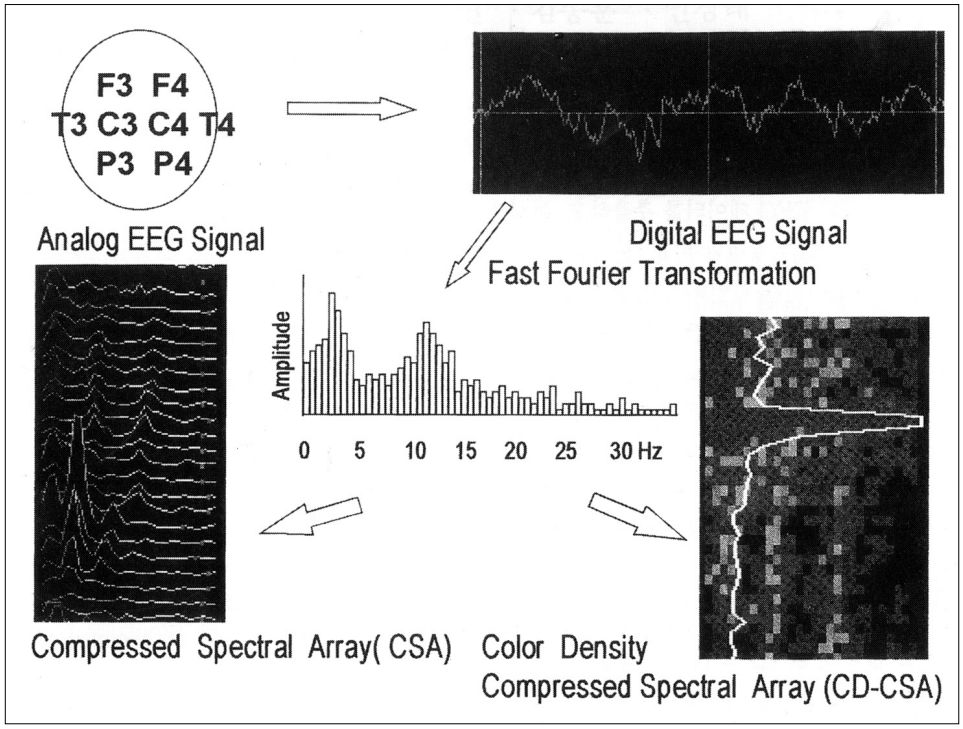

Fig. 1. Schematic diagram of conceptual transformation of CSA/CD-CSA from digital EEG.

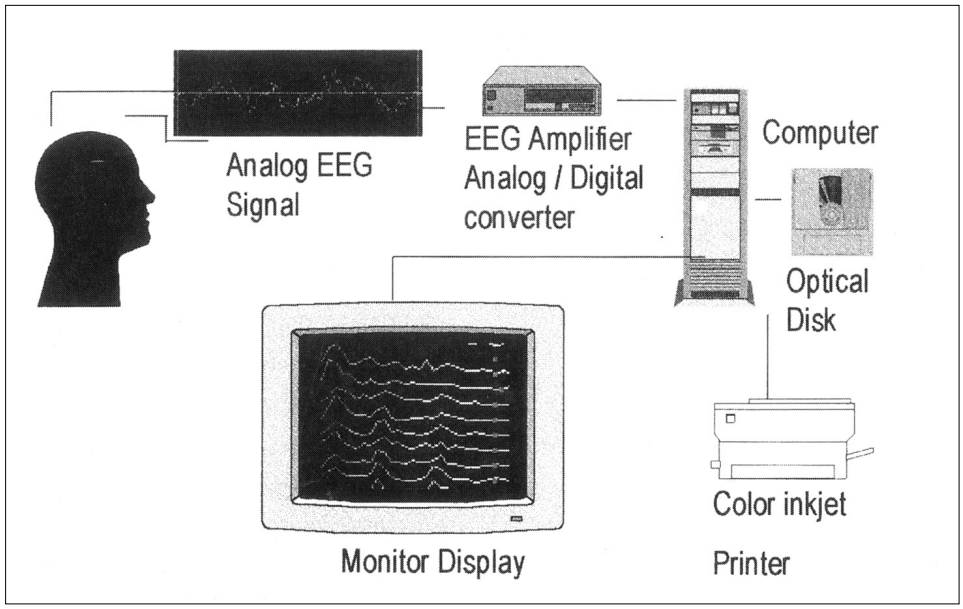

Fig. 2. Schematic diagram of digital EEG/CSA patient monitoring system.

됨을 말하며, electrode에서 나오는 signal을 realtime으로 동시에 검출하고, noise를 제거한 후 디지탈 conversion하여 퍼스널 컴퓨터를 이용하여 데이타를 분석, 저장할 수 있는 독립된 디지탈 EEG/CSA monitoring 시스템을 개발하였다. 전체 시스템의 구성은 Fig. 2, 3과 같다.

1) 8채널 뇌파신호 수집 시스템

8채널 뇌파신호 수집 시스템의 하드웨어 구성은 Fig. 3과 같이 8채널 뇌파 신호 수집부, 8채널 뇌파신호 A/D converter부, 컴퓨터 interface 등으로 구성되며 각 부분을 설명하면 다음과 같다.

(1) Input Board

8채널의 뇌파 신호를 수집하기 위하여 환자에 부착된 전극을 전체 시스템과 연결하는 부분으로 8채널 Pre - Amplifier와 연결된다.

(2) 8채널 Pre-Amplifier

사람의 두피 표면에 전극을 연결하여, input Board를 통하여 얻어진 뇌파 신호는 크기가 대략 50 μV인 미소 신호이기 때문에 특성이 매우 좋은 증폭기를 사용하여야 한다. 이를 위하여 본 연구에서는 고정밀 특성을 갖는 OP Amp를 사용하여 초단 증폭기를 설계하였다.

(3) 8채널 Main Amplifier

환자로부터 전극을 통하여 추출되는 배경뇌파 신호는 원 크기가 50 μV 정도인 미소 신호이기 때문에 잡음에 민감하다. 따라서 신호의 증폭시 잡음의 영향을 고려하여 다단계로 증폭하여야 하고, 필터를 적절히 사용하여야 한다. 본 연구에서는 초단 증폭기에서 약 2,000배 증폭하고, 1, 2차 증폭단에서 10배 증폭하여 전체적으로 신호의 크기를 1V되게 시스템을 설계 제작하였다. 초단 증폭단을 통과한 뇌파 신호는 커넥터를 통하여 Main Amplifier에 연결되며, Main Amplifier에서는 Fig. 4와 같이 증폭단 및 필터부를 통과하여 아나로그 - 디지탈 converter 부분에 전달된다. Fig. 4의 각 부분별 기능을 설명하면 다음과 같다.

(4) Notch Filter

전력선의 간섭을 제거하기 위한 부분으로서 60Hz의 잡음성분을 제거한다. 이 부분은 switched capacitor filter(SCF) 칩을 사용하였는데, SCF란 전자식 스위치와 콘덴서를 조합한 소자를 말하며, 스위치와 콘덴서로 전하의 흐름을 조절하며, 스위치의 전환 빈도(주파수)에 따라 차단주파수를 원하는 대로 바꿀 수 있는 필터로 이를 이용하여 회로를 구성하여 입력되는 신호의 60Hz 잡음성분을 제거하였다.

(5) Lowpass Filter(Highcut Filter)

배경뇌파 신호를 추출하는데 있어서 혼입되는 고주파 성분을 제거하기 위한 부분으로서 저역통과필터는 차단주파수를 75Hz로 하여 배경뇌파 신호에 혼입되는 불필요한 고주파 성분을 제거하였다. 차단주파수는 SCF 칩에 공급되는 클럭으로 결정하게 되는데, 클럭 발생기로는 Monostable Multivibrator인 CD4047를 이용하였고, 클럭으로 인해 발생하는 고주파 성분은 최종단에 RC 1차 저역통과필터를 사용하여 제거하였다.

(6) Highpass Filter(Lowcut Filter)

배경뇌파 신호를 추출하는데 있어서 DC 성분 및 혼입되는 저주파 성분을 제거하기 위한 부분으로서 차단주파수는

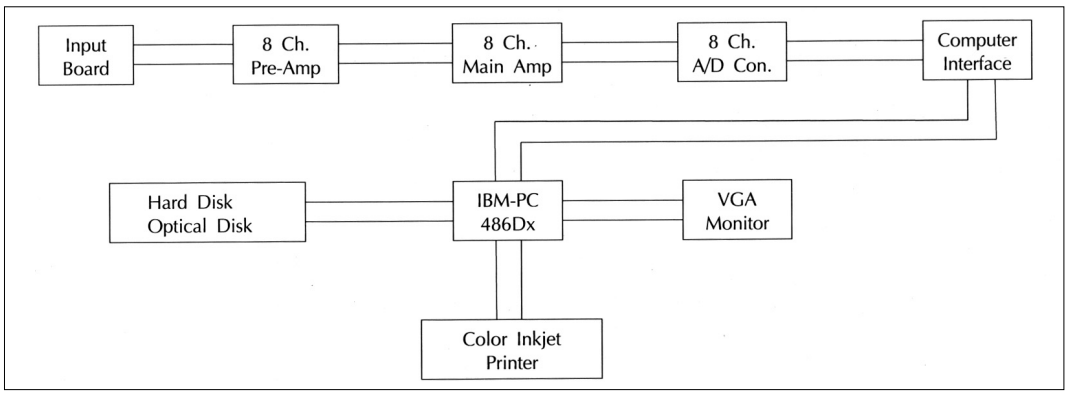

Fig. 3. Block diagram of digital EEG/CSA monitoring system.

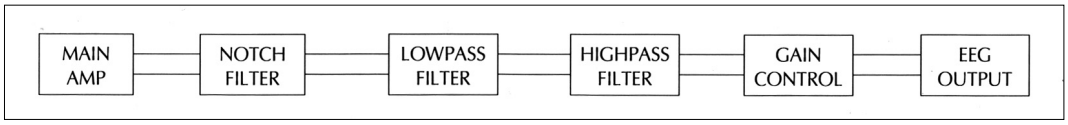

Fig. 4. Block diagram of 8 channel main amplifier.

0.5Hz로 하고, 저역통과 필터에서와 같이 SCF 칩을 이용하였다.

(7) Gain Control

환자로부터 전극을 통하여 추출되는 배경뇌파 신호의 크기는 전극의 위치에 따라 수십 μV차가 있기 때문에 필요에 따라 증폭도를 더 높일 경우가 있다. 이를 위하여 필터부를 통과한 배경뇌파신호를 최종단에 이득 조절기를 통과시킴으로서 필요한 뇌파 신호를 얻었으며, 이들은 1, 2, 4배로 조절할 수 있도록 설계 제작하였다.

2) 컴퓨터 interface

전체 시스템의 제어는 IBM 486DX 호환기종을 이용하였으며, 8채널 아나로그-디지탈 converter 제어부, 샘플링 주파수 제어부, 데이타 입출력 제어부 등으로 구성하였다.

3) CSA 소프트웨어의 임상적용 실험

제작된 디지탈 EEG/CSA 하드웨어 시스템에 CSA 소프트웨어를 장착하여 제2단계의 임상실험을 하였다. 이 과정에서는 수술실의료장비에 적용되는 safety protocol의 기준에 맞춰 기기의 안정성을 재검토한 후 임상실험을 실시하였다.

(1) 대 상

2단계 임상실험은 Table 2에서와 같이 29명의 환자를 대상으로 실시하였다.

(2) 데이터 수집방법

1단계 임상실험과 동일한 방법을 사용하였다. 다른 점은 1단계 실험에서는 아나로그 EEG 장비를 데이터를 얻는데 사용하였으나, 2단계에서는 컴퓨터화된 디지탈 EEG/CSA 장비만을 사용한 점이다.

(3) 데이터의 저장 및 분석

수술이나 검사가 시작되기 직전 마취 안된 상태에서 얻어지는 5분간의 CSA 또는 CD-CSA 데이터를 기준값으로 스크린의 상부에 저장하여 놓은 상태에서 각 수술이나 검사의 단계마다 얻어지는 데이터를 기준값과 비교함으로써 뇌혈류 장애의 이상 유무를 판단하였다. 또한 toggle switch를 이용하여 디지탈 EEG, CSA 또는 CD-CSA 데이터를 불러내어 이를 서로 비교하는 방법을 사용하였으며, 전과정 동안의 데이터는 컴퓨터에 연결된 650MB의 Optical disk에 저장되어 offline 데이터 분석을 위하여 사용되었다. 수술이나 검사 기간 동안 CSA 상에서 이상이 발견되면 이 데이터들은 color inkjet printer를 이용하여 hard copy를 만들어 의무기록과 함께 보관하였다.

Table 1. Electrical specification of digital EEG/CSA monitoring system

Input Impedence of Preamplifier	10^{13} Ohm
CMRR of Preamplifier	110 dB
Current leakage	2 pA/Channel

Table 2. Patient population of phase 2 clincal study of digital EEG/CSA monitoring system

Procedure	No. of pts.	CSA change	Neurologic deficit
Aneurysm surgery			
Basilar tip	2	0	0
ICA	2	0	0
MCA	3	0	0
IC-Pcom	2	1	transient hemiparesis
EIAB	3	1	transient hemiparesis
CCF(ICA trapping)	1	0	0
Carotid endarterectomy	10	1	transient hemiparesis
Endovasular ICA balloon occlusion	2	0	0
Deep hypothermia for aortic aneurysm	4	0	0

결 과

1. 아나로그 EEG 데이터와 디지탈 EEG 데이터의 비교

뇌동맥류 환자 9명과 경동맥 협착증 환자 2명에서 도합 62시간분의 EEG 데이터를 연구팀의 일원인 신경과의사가 비교하여 본 결과, EEG signal의 자체에는 차이가 없음을 확인할 수 있었다. 단지 문제점으로는 그 동안 종이에 기록된 EEG 파형의 분석에 익숙해진 신경과의사가 monitor 상에 나타나는 EEG 신호에 익숙해지는데는 약 10여 시간의 반복이 필요하였던 것을 들 수 있겠으나, 디지탈 EEG는 필요에 따라 지나간 데이터를 다시 불러올려 이를 재검토하거나 그 순간의 EEG 데이터를 CSA 또는 CD-CSA로 변환시켜 분석하는 등의 offline 분석에 있어서는 아나로그 EEG에서 불가능한 다양한 응용성을 확인할 수 있었다.

2. 디지탈 EEG/CSA 시스템의 전기적 특성 및 안정성 검증

제작된 디지탈 EEG/CSA 시스템은 환자에서 사용하기에 앞서 전기적인 특성을 측정하였고 그 결과 Table 1에서 볼 수 있는 것과 같이 우수한 전기적 특성을 가진 것을 확인할 수 있었고 current leakage에 대한 검사에서도 일반적인 수술실 장비에 요구되는 safety protocol에 부합되는 조건을 갖춘 것을 확인할 수 있었다.

3. 데이터의 저장

8채널의 디지탈 EEG/CSA 데이터는 분당 약 64KB의 데

이터를 생성하게 되어 6시간 걸리는 수술의 경우 약 22.5 MB의 데이터가 생성되므로, 일반적인 Floppy disk 또는 Hard disk에 저장할 수는 없었다. Data transfer speed와 데이터 보관의 안정성을 고려할 때 5.25 optical disk가 가장 적당한 저장매체로 확인되어 전과정에 걸쳐 이를 기본적인 데이터 저장장치로 사용하였다.

4. Cerebral ischemia의 조기 진단

Table 2에서 보는 바와 같이 29명의 환자를 대상으로 임상실험을 시행한 결과, 수술이나 검사 동안 CSA 상에서 이상을 보이지 않았던 환자들은 수술이나 검사 후에도 특별한 신경학적 증상을 발견할 수 없었다. 그러나 수술이나 검사 도중 CSA 상에 변화를 발견할 수 있었던 3명에서는 모두 수술이나 검사 후에 CSA 소견에 합당하는 신경학적 소견을

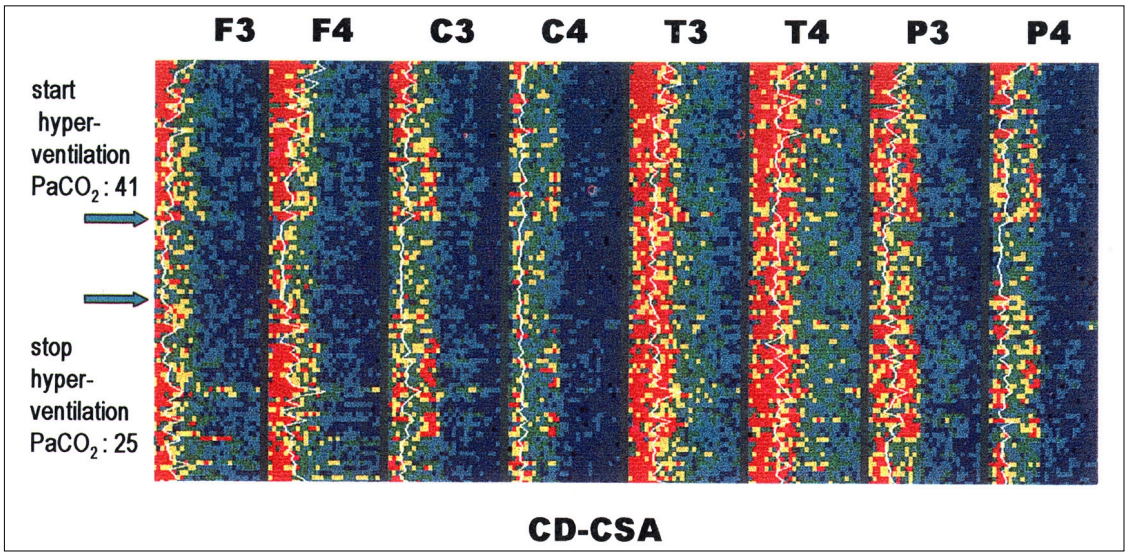

Fig. 5. Case 1. During the period of hyperventilation, amplitude(white line) was lowered and left shift of frequency was noted. These changes were recovered after cesation of hyperventilation.

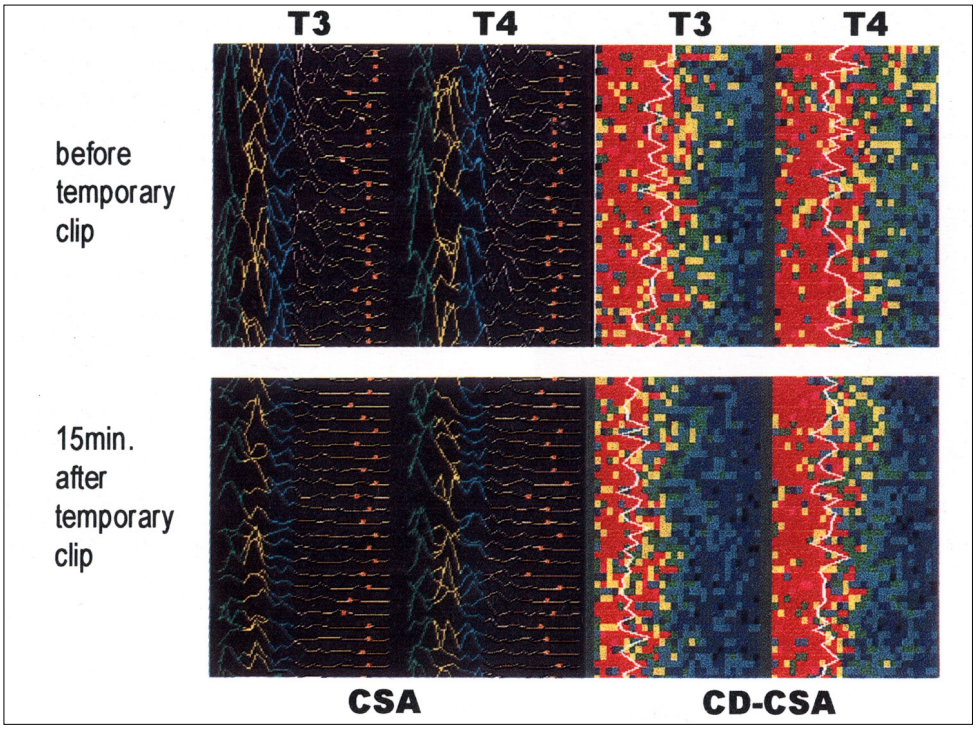

Fig. 6. Case 2. Electric activity of left temporal area(T3) was decreased 15 minutes after temporary clipping compared to the right temporal area(T4). Frequency shifting and lowered amplitude were well visualized on CSA and CD-CSA, respectively.

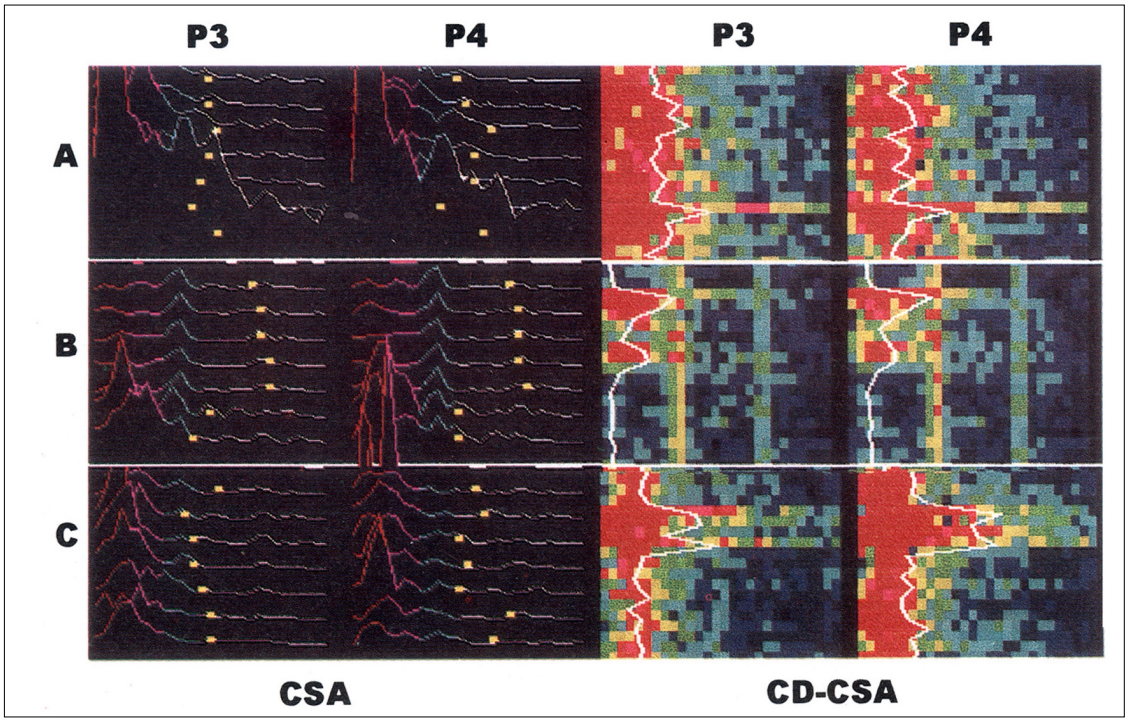

Fig. 7. Case3. A : Symmetric electrical activity on both parietal areas (P3,P4) before the left ICA temporay clipping. B : Electrical activity was symmetric on both side just after the temporary clipping. Burst suppression was noted on both sides. C : Note that decreased electrical activity on left parietal area (P3) was not recovered after removal of temporary clip.

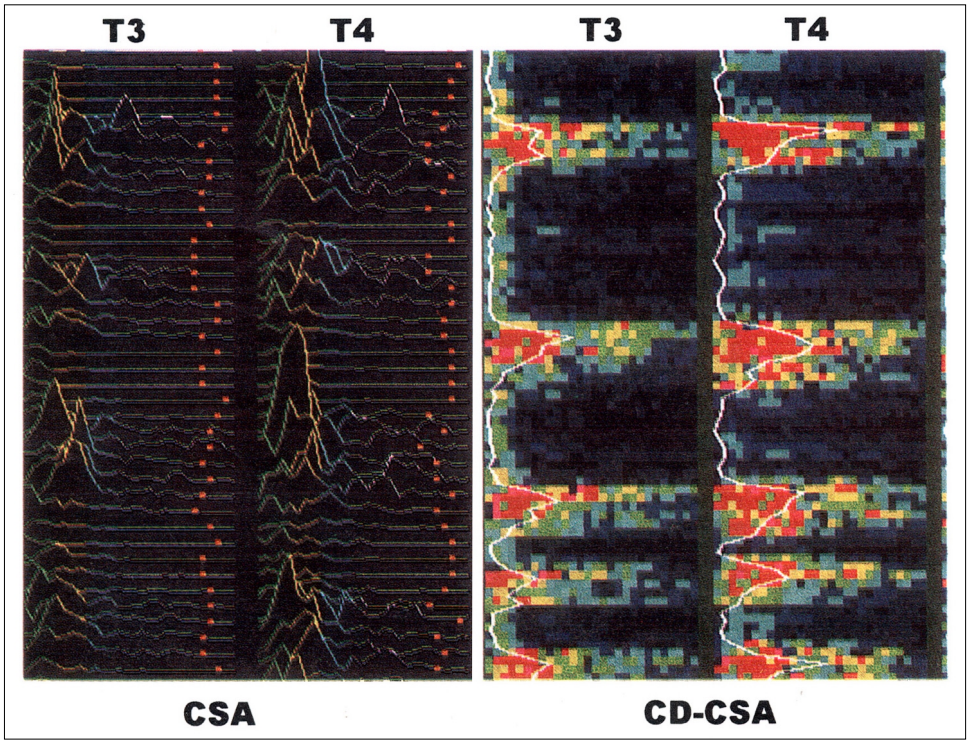

Fig. 8. Case 3. CSA/CD-CSA on 25 minutes after left ICA clipping(the sequence between Fig.7 B and C). A typical burst suppression induced by thiopental infusion was noted. Also, a decreased electrical activity and left shift of frequency were noted on left temporal area(T3).

발견할 수 있었다. 이들 예에 대해서는 다음에 상세히 기술하기로 한다.

Case 1 :

좌측 중대뇌동맥 폐색과 우측 중대뇌동맥 협착으로 진단받은 34세 환자로 3층 계단을 뛰어 올라가는 정도의 운동을 하고 숨이 차 hyperventilation을 하면 우측 상하지에 심한 numbness와 hemiparesis 증상을 보이는 환자로 EIAB 수술에 앞서 이 환자에서 수술 중 안전한 $PaCO_2$의 범위를 알기 위하여 CSA monitoring 상태에서 hyperventilation을 시도하였다. 정상 상태에서의 $PaCO_2$ 치는 41mmHg이었으며 hyperventilation을 시작한지 30초 경과 후 CSA상에서 전반적인 amplitude의 감소와 frequency의 shift to left (alpha, beta range의 activity가 감소되고 delta, theta range의 activity가 dominant 해지는 변화)를 관찰할 수 있었으며, 환자는 우측 상하지의 numbness와 Grade 3 정도의 hemiparesis를 보였다. 이 순간의 $PaCO_2$는 25mmHg였으며, hyperventilation을 중단하면서 CSA activity가 hyperventilation 전 상태로 회복되는 것을 볼 수 있었고, 약 1분 뒤 numbness와 hemiparesis도 정상으로 회복되었다(Fig. 5).

Case 2 :

좌측 내경동맥-후교통동맥 동맥류로 수술받은 56세 남자 환자로 수술 도중 temporary clip 직전은 양측 CSA의 amplitude, frequency band가 비슷한 소견을 보이나 temporary clip 15분이 경과하면서 좌측에서 전반적인 amplitude의 감소와 frequency의 shift to left를 관찰할 수 있었다. 24분의 temporary clipping이 끝난 후 이 소견은 점차적으로 회복되었으나 수술이 끝날때까지 양측의 amplitude의 차이는 완전히 회복되지 않았다. 환자는 수술 후 3일 째까지 우측의 Grade 3 4^-의 hemiparesis를 보였으나 곧 정상으로 회복되었다(Fig. 6).

Case 3 :

TIA 증상을 주소로 내원한 62세 여자 환자로 다발성 비파열성 동맥류(좌측 중대뇌동맥, 우측 내경동맥-후교통동맥, 기저동맥)를 동반한 좌측의 85% 이상의 경동맥 협착증이 발견되었다. 뇌허혈 증상이 주증상이었으므로 경동맥 내막절제술을 우선적으로 시행하였는데 carotid clamp 전(Fig. 7A)과 thiopental을 이용한 burst suppression이 시작되고 carotid clamp가 시작된 시점에서도(Fig. 7B) CSA 상에서는 양측의 차이를 볼 수 없었다. Carotid clamp 25분 후, carotid artery를 거의 다 봉합했을 때 좌측의 CSA 상에서 frequency의 shift to left가 나타났으며 CD-CSA 상에서 amplitude의 감소가 나타나기 시작하였다(Fig. 8). 5분 이내에 봉합을 완료하고 carotid clamp를 제거하고 burst suppression을 중지하였으나 좌측 대뇌반구의 혈류 장애는 수술이 끝날때까지 회복되지 않았다(Fig. 7C). 이 환자는 수술 후 grade 3의 우측 hemiparesis를 보였고 수술 6개월 후에는 grade 4^- 정도까지 회복되었다.

Table 3. Correlation between CBF and EEG

CBF ml/100gm brain/min	
50	⇦ Symmetric sustained rhythmic activity (10 - 14Hz, 15 - 24Hz) Grossly symmetric pattern with persistent focus Delta
35	⇦ Decreased amplitude, frequency slowing
20	⇦ Loss of spontaneous electrical activity <18 - 20
18 15 12	⇦ Loss of evoked electrical activity <15 - 18
8	⇦ Spontaneous burst suppression <8 - 12

이상에서와 같이 CSA monitoring은 뇌혈류 장애에 의한 EEG의 변화를 변화가 생긴 즉시 손쉽게 찾아낼 수 있는 방법임을 확인할 수 있었고 Fig. 7에서와 같이 환자의 상태 변화를 한 스크린 상에서 시간축에 따라 손쉽게 비교할 수 있었다.

고 찰

뇌혈류 장애는 그 정도에 따라 차이는 있으나 의식상태의 변화, 언어장애 또는 국소적인 운동장애 등의 신경학적 증상의 발현과 직결된다. 따라서 신경외과 환자의 진료에 있어서 이러한 증상의 변화를 얼마나 빨리 발견, 이에 대처할 수 있는가는 그 증상을 가역적으로 회복시킬 수 있는지, 없는지를 결정하는 가장 중요한 요소이다. 급격히 발전하고 있는 현대의학은 중추신경계의 변화를 해부 표본을 들여다 보듯이 보여줄 수 있는 CT, MRI 등의 우수한 neuroimaging technique의 발전에 힘입어 이러한 신경학적 변화에 재빨리 대처할 수 있는 길을 열어 놓고 있다[2)5)6)8)11)21)37)]. 그러나 이러한 neuroimaging technique들도 일단 환자 상태의 변화가 신경학적 검사상에서 감지된 상태에서 시행하게 되므로써, 경우에 따라서는 치료의 결과와 상관없이, 영구적인 신경학적 손상이 잔존하게 되는 경우가 종종 있게 된다. 특히 환자의 초기 의식 상태가 나쁘거나, 마취 중인 경우에는 제반 신경학적 검사가 용이하지 않거나 불가능한 경우가 많아, 환자 상태의 악화를 미연에 방지 못하는 경우가 있다. 실제로 뇌혈류의 차단이나 부종으로 정상적인 뇌기능의 유지

가 불가능할 정도의 심한 뇌허혈 현상이 발생하는 경우, 그 파급 효과는 수분내에 나타나게 되며 허혈 현상이 즉시 교정되지 않으면 결국 국소성 뇌경색을 초래하게 되어 영구적인 신경 손상의 증상이 나타나게 된다. 따라서 의식 장애가 있는 많은 수의 중증 신경외과 환자들은 이러한 위험 속에 상시 노출되어 있는 상태이다. 특히 마취 상태에서 국소 뇌에 공급되는 혈류를 짧은 시간 동안이나마 인위적으로 완전 차단(temporary clipping)해야 하는 뇌동맥류 수술, 경동맥 내막 절제술(carotid endarterectomy), 심장수술을 위하여 대동맥 결찰술(aorta clamping)을 해야 하는 환자들은 이러한 위험에 거의 100% 노출되고 있다. 그러나 아직까지는 수술도중 이러한 뇌혈류의 변화에 따르는 신경학적 장애를 완벽하게 초기 진단할 수 있는 방법이 없다. 특히 식생활 pattern의 변화로 점차로 증가하는 추세에 있는 경동맥 협착증(carotid stenosis)환자의 경우, 그 발현 빈도가 점차로 증가하는 추세에 있어 이에 대한 수술적 치료(carotid endarterectomy)가 국내에서도 곧 증가할 가능성이 있으므로 이러한 환자들의 적절한 치료를 위해서는 수술 수기의 습득에 앞서 수술시에 발생할 수 있는 상기 기술한 문제점을 미연에 방지할 수 있는 방법을 확보해야만 한다.

뇌의 표면 또는 심부에서 나오는 극미량의 전류를 측정, 뇌의 상태를 연구하는 neurophysiological research는 수십여년 전부터 EEG를 효시로 임상과 연구 분야에서 많이 사용되어 왔다[40)41)]. EEG는 Table 3에서 보는 바와 같이 CBF의 변화에 따라 특징적인 변화를 즉각적으로 나타낸다. Sundt 등은 1960년대부터 carotid endarterectomy 도중의 뇌혈류 변화를 측정하기 위하여 EEG monitoring을 사용하여 왔으며, 그 효율성이 증명되어 있다[4)19)20)32)]. 그러나 실제적으로 장기간의 수술시간 동안의 EEG recording 방법을 이용한 monitoring은 순간 순간 변하는 EEG 데이터를 realtime으로 분석하기 위하여는 EEG 판독을 위해 특별히 훈련된 의사가 수술실에 상주하여야만 하며, 수백 페이지의 기록된 EEG 데이터를 시간이 경과함에 따라 전후를 비교하여 환자의 상태 변화를 판단하는 것은 실용성 면에서 거의 불가능하다. 이를 극복하기 위하여 컴퓨터를 이용하여 EEG signal에서 noise의 영향을 최소화하기 위해 반복되는 pattern만을 averaging하는 evoked potential 등이 개발되었는데[25)28)], evoked potential은 brain stem, spinal cord 또는 visual pathway의 병변을 찾아내고, 환자의 예후를 판정하는데 지대한 공헌을 하여 왔다[26)29)]. 그러나 evoked potential은 spinal cord, brain stem을 거쳐 sensory cortex에 이르는 pathway에서 생기는 문제점을 발견해 내는 데는 훌륭한 역할을 하고 있지만, sensory cortex를 제외한 전반적인 cerbral hemisphere의 CBF의 변화에 따른 cortex의 기능 이상을 찾아내는 데는 일반적으로 사용되는 10 20 시스템의 EEG보다 미흡한 점이 있다.

이상과 같은 문제점들을 해결하기 위하여 최근들어 지금까지 사용되어 온 아나로그 EEG signal을 컴퓨터를 이용하여 디지탈화하는 새로운 technique들이 개발되고 있다[3)10)14)]. 디지탈화된 EEG signal은 단지 기록지에 기록되는 것으로 더 이상의 이용이 불가능한 아나로그 EEG와는 달리 offline으로 분석이 가능하며, FFT 이론을 이용하여 time - amplitude domain을 frequency - amplitude domain으로 변환시켜 3개의 축, 즉, frequency, amplitude, time축에 따라 비교할 수 있는 CSA 방식으로의 변환이 가능하다[4)19)20)32)]. 이 CSA는 기존의 아나로그 EEG와는 달리 짧은 시간만의 훈련으로도 그 판독이 가능하기 때문에 수술실이나 중환자실의 새로운 cerebral function monitoring 방식으로 각광받고 있다. 실제로 본 연구에서도 약 10시간 정도 훈련받은 마취과의사나 EEG 기사가 수술 동안의 CSA상의 이상을 발견해 내는 것으로 보아서 이의 효용성을 증명할 수 있었다.

CSA monitoring 시스템의 개발에 있어서 제일 처음 해결해야 할 문제점은 얼마나 완벽하게 아나로그 EEG signal을 디지탈 EEG로 변환시킬 수 있는가 하는 점이다[22)34)36)38)39)42)]. 이를 위해서는 아나로그 - 디지탈 data processing 기술과 컴퓨터 interface의 기술의 개발이 필요하다. 저장된 디지탈 EEG 데이터를 시간축에 따라 realtime으로 비교하기 위하여는 기록된 단위 시간의 데이터와 새로이 추출된 데이터를 동시에 표시할 수 있는 graphic display 방식의 개발이 필요하며, 이때 디지탈 EEG wave를 chart recorder에 기록된 EEG 데이터와 상응하게 표현하려면 화면 처리에 있어서 일반 컴퓨터 graphic display 방식이 아닌 high resolution graphic display 방식을 사용하여야 한다[23)24)30)31)33)35)], 따라서 저자들은 아나로그 EEG signal을 128Hz(초당 128회)로 sampling하고 이를 아나로그 - 디지탈 conversion하는 소프트웨어를 개발하였고, 일반적으로 컴퓨터 graphic display하는데 사용되는 640×480 pixel resolution의 4배인 1024×768 pixel로 graphic display할 수 있는 소프트웨어를 개발하여 이를 관찰하는 의사들이 좀더 종이에 기록된 EEG signal과 흡사한 조건에서 관찰할 수 있도록 하였다.

두번째 문제점은 수시간분의 방대한 양의 데이터를 지속적으로 기록하기 위해서는 컴퓨터 memory상에 기록된 내용을 단절없이 보조기억장치에 기록하는 방법을 찾아야 한다. 이를 위해서 여러 종류의 보조기억 장치들을 시험하여 보았으나 5.25 optical disk가 가장 적합하였다. 그 이유는 optical disk는 다른 storage media에 비하여 가격은 비싸

지만 고속의 data transfer rate를 유지할 수 있으며 기계적인 결함율이 비교적 적고 기록된 자료를 반 영구적으로 보존할 수 있기 때문이었다. 최근에는 optical disk에 기록된 환자의 데이터를 최종적으로 영구기록(permanent recording)이 가능한 CD-ROM에 옮겨 보관하고 optical disk는 재사용하는 방법을 사용하고 있다.

CSA의 가장 큰 장점은 epoch의 선택에 따라 trend mode 기록이 가능한 점이다. 디지탈 EEG가 한 화면에 1초 이상의 데이터를 기록하게 되면 판독이 불가능하여 한 화면 당 1초의 데이터만을 보여 줄 수 없는데 반하여 CSA는 9 18분, CD-CSA는 15 30분의 데이터를 연속적으로 보여주게 되므로서 시간에 따라 변화하는 환자의 상태를 관찰하기가 훨씬 더 용이하다. 예를 들자면 뇌동맥류 수술 도중에 temporary clip을 걸기 전후의 상태나 carotid endarterectomy 도중, carotid clamp 전후의 환자의 상태를 한 화면상에서 관찰하면서 혈류장애에 따른 변화를 한 눈에 관찰할 수 있는 장점을 가지고 있다(Fig. 6, 7).

앞의 결과에서 기술한 환자들의 예에서 볼 때 CSA 또는 CD-CSA 상의 amplitude, frequency band의 변화는 즉각적인 뇌혈류의 장애를 나타내 주는 것이 확실하나 아직까지는 데이터의 양이 적고 데이터의 정량적 분석을 표시하는 소프트웨어의 개발은 현재 진행 중이므로, 얼마만큼의 amplitude의 감소 또는 frequency shifting이 신경학적 증상을 초래할 만큼의 임상적으로 의미를 갖는 critical point인지를 판단하기에는 부족한 점이 있다. 그러나 앞으로 좀더 많은 데이터가 모이고 이를 정량적으로 분석할 수 있게 되면, 신경학적 증상을 일으킬 수 있는 amplitude의 감소 또는 frequency의 shifting의 safety margin의 기준을 설정할 수 있을 것으로 사료된다. 이러한 safety margin이 설정되면 amplitude 또는 frequency의 shifting의 위험치를 미리 설정하고 이를 초과할 경우 경보를 발할 수 있는 시스템으로의 개발이 가능할 것으로 사료된다.

본 연구의 과정에서 CSA monitoring 시스템이 뇌혈관 연축의 가능성이 높은 환자나 중환자실에 입원한 ischemic stroke 환자의 long term monitoring에 사용될 수 있는 있는 가능성을 확인할 수 있었는데 이경우는 장시간의 monitoring에 의해 방대한 양의 데이터를 생성하게 되므로 이를 계속 지켜볼 수는 없다. 따라서 앞에서 기술한 경보기능 외에도 기록된 데이터 중에서 어느 일정 시간의 데이터를 추출하거나, 기록된 데이터 중 변화가 있었던 부분만을 추출해서 관찰할 수 있는 방향으로의 개발이 이루어져야 할 것으로 사료된다. 이러한 경우를 위해서는 EKG Holter monitor에서 사용하는 방식과 동일한 pattern recognition technique을 개발하여 소프트웨어 자체가 기록된 데이터의 내용을 pattern화한 후 그 차이점을 찾아낼 수 있도록 구성되어야 할 것이다[15)16)17)18)]. 이 부분은 앞으로 pattern recognition 또는 artificial intelligence 등의 기법을 이용하여 추가적인 연구가 이루어져야 할 부분들이다.

결 론

디지탈 EEG를 이용한 CSA monitoring 시스템은 수술 중 또는 의식상태가 나쁜 신경외과 환자들에서 뇌허혈현상을 조기진단하는데 유용하게 사용될 수 있는 시스템임을 확인할 수 있었고 앞으로 뇌혈관 연축 등에 의한 뇌허혈현상을 보이는 환자들에서도 그 적용범위를 넓혀갈 수 있을 것으로 사료된다.

• 논문접수일 : 1997년 2월 1일
• 심사완료일 : 1997년 2월 24일

References

1) Awad IA, Rosenfeld 1, Ahl J, Hahn JF, Luders H : *Intractable epilepsy and structural lesions of the brain : Mapping, resection strategies, and seizure outcome. Epilepsia 32 (2) : 179-186, 1991*
2) Barbaro MM. Dillon WP, Dowd CF, Bluestone DL. Laxer KD : *Magnetic resonance image evaluation of patients with pathologically proven mesial temporal sclerosis. Epilepsia 30 : 711, 1989*
3) Bricolo A, Faccioli F, Grosslercher JC, Pasut ML, Pinna GP, Turazzi S : *Electrophysiological monitoring in the intensive care unit. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl 39 : 255-263, 1987*
4) Cant BR, Shaw NA : *Monitoring by compressed spectral array in prolonged coma. Neurology 34 : 35-39, 1984*
5) Cascino GD, Hirschorn KA, Jack CR, et al : *Gadolinium-DTPA-enhanced magnetic resonance imaging in intractable partial epilepsy. Neurology 39 : 1115-1118, 1989*
6) Chugani HT, Shewmon DA, Peacock WJ, Shields WD, Mazziotta JC, Phelps ME : *Surgical treatment of intractable neonatal-onset seizures : The role of positron emission tomography. Neurology 38 : 1178-1188, 1988*
7) Collura TF, Luders H, Burgess RC : *EEG mapping for surgery of epilepsy. Brain Topography 3 (1) : 65-77, 1990*
8) Conlon P, Trimble MR, Rogers D, Callicott C : *Magnetic resonance imaging in epilepsy : A controlled study. Epilepsy Res 2 : 37-43, 1988*
9) Duckrow R, Spencer SS : *Regional coherence and the transfer of ictal activity during seizure onset in the medial temporal lobe, Electroenceph. Clin Neurophysiol 82 : 415-422, 1992*
10) Duffy FH, Bartels PH, Burchfiel JL : *Significace probability*

mapping : An aid in the topographic analysis of brain electrical activity. Electroenceph. Clin Neurophysiol 51 : 455-462, 1981

11) El Gammal T, Adams RJ, King DW, So E, Gallagher BB : *Modified CT techniques in the evaluation of temporal lobe epilepsy prior to lobectomy. AJNR 8 : 131-134, 1987*
12) Frost JD Jr : *Automatic recognition and characterization of epileptiform discharges in the human EEG. J Clin Neurophysiol 2 (3) : 231-249, 1985*
13) Glass A, Zappulla RA, Nieves J : *EEG coherence as a predictor of spike propagation. Electroenceph. Clin Neurophysiol 82 : 10-16, 1992*
14) Glover JR, Ktonas PY, Raghavan N, et al : *A multichannel signal processor for the detection of epileptogenic sharp transients in the EEG. IEEE Trans Biomed Eng 33 (12) : 1121-1128, 1986*
15) Gotman J : *Automatic recognition of intenctal spikes. In : Gotman J, Ives JR, Gloor P, eds. Long term monitoring in epilepsy Amsterdam : Elsevier 93- 114, 1985*
16) Gotman J : *Automatic recognition of epileptic seizures in the EEG. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 54 : 530-540, 1982*
17) Gotman J : *Automatic seizure detection : Improvements and evaluation. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 76 : 317-324, 1990*
18) Gotman J, Gloor P : *Automatic recognition and quantification of interictal epileptic activity in the human scalp EEG. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 41 : 513-529, 1976*
19) Gusev EI, Fedin AI, Erokhin Oyu, Shvarts IP : *Compressed spectral analysis of the EEG in patients with acute cerebrovascular disturbance. Neurosci Behav Physiol 15 : 144-151, 1985*
20) Gusev EI, Pokrovskii AV, Volynskii YuD, Pyshkina LI, Erokhin Oyu, Goloma VV, gekht AB, Levtova VB, Mal'tsev PV : *Compression spectral analysis of the EEG in patients with occlusive lesions of the carotid and vertebral arteries. Neurosci Behav Physiol 19 : 51-56, 1989*
21) Heinz ER, Heinz TR, Radtke R, Darwin R, Drayer BP, Fram E Djang WT : *Efficacy of MR vs CT in epilepsy. Am J Neuroradiol 9 : 1123-1128, 1988*
22) Karnaze DS, Marshall LF, Bickford RG : *EEG monitoring of clinical coma : The compressed spectral array. Neurology 32 : 289-292, 1982*
23) Kim SH, Chung SS, Yoo SK, Kim WK : *Three-dimensional computer simulation of stereotactic surgery. Stereotact Funct Neurosurg 54-55 : 488-492, 1990*
24) Lemieux L, Lester S, Fish D : *Multimodality imaging and intracranial EEG display for stereotatic surgery planning in epilepsy. Electroenceph. Clin Neurophysiol 82 : 399-407, 1992*
25) Lesser RP, Koehle R, Lueders H : *Effect of stimulus intensity on short lalency somatosensory evoked potentials. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 47 : 377-382, 1979*
26) Luders H, Lesser RP, Dinner DS, Morris HH, Klem G : *Ipsilateral somatosensory evoked potentials recorded directly from the human cortex. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 57 : 456-478, 1984*
27) Luders H, Lesser RP, Dinner DS, Morris HH, Wyllie E, Godoy J : *Localization of cortical function : New information from extraoperative monitoring of patients with epilepsy. Epilepsla 29 (Suppl 2) : S56-S65, 1988*
28) Luders H Dinner DS, Lesser RP, Morris HH : *Evoked potentials in cortical localization. J Clin Neurophysiol 3 : 75-84, 1986*
29) Luders H, Lesser RP, Hahn J, Dinner DS, Klem G : *Cortical somatosensory evoked potentials to hand stimulation. J Neurosurg 58 : 885-894, 1983*
30) Mallat SG : *A Theory for Multiresolution Signal Decomposition : The Wavelet Representation IEEE Trans on Pattern Anal and Machine Intel. 11 (7) : 674-693, July 1989*
31) Malvar HS : *Signal Processing with Lapped Transforms. Artech House, London*
32) Morioka T, Matsushima T, Fujii K, Fukui M, Hasuo K, Hisashi K : *Balloon test occlusion of the internal carotid artery with monitoring of compressed spectral arrays (CSAs) of electroencephalogram. Acta Neurochir 101 : 29-34, 1989*
33) Nuwer MR : *Identification of focal lesions in epileptics by computerized electroencephalogram and evoked potential analysis. Ann Neurol 19 : 155-163*
34) Pfurtscheller G, Schwarz G, Schroettner O, Litscher G, Maresch H, Auer L, list W : *Continuous and simultaneous monitoring of EEG spectra and brainstem auditory and somatosensory evoked potentials in the intensive care unit and the operating room. J Clin Neurophysiol 4 : 389-396, 1987*
35) Soufflet L : *A statistical evaluation of the main interpolation methods applied to 3- dimensional EEG mapping, Electroenceph. Clin Neurophysiol 79 : 393-402, 1991*
36) Steele ER, Albin MS, Monts JL, Harman PK : *Compressed spectral array EEG monitoring during coronary bypass surgery in a patient with vertebrobasilar artery insufficiency. Anesth Analg 66 : 271-273, 1987*
37) Swartz BE, Halgren E, Delgado-Escueta AV, Mandelkern M, Gee M, Quinones N, Blahd WH, Repchan J : *Neuroimaging in patients with seizures of probable frontal lobe origin. Epilepsia 30 : 547-558, 1989*
38) Talwar D, Torres F : *Continuous electrophysiologic monitoring of cerebral function in the pediatric intensive care unit. Pediatr Neurol 4 : 137-147, 1988*
39) Tempelhoff R, Modica PA, Grubb RL Jr, Rich KM, Holtmann B : *Selective shunting during carotid endarterectomy based on two-channel computerized electroencephalographic/compressed spectral array analysis. Neurosurgery 24 : 339-44, 1989*
40) Ward AA Jr : *The epileptic neuron. Epilepsia 2 : 70-80, 1961*
41) Ward AA Jr : *The epileptic spike. Epilepsia 1 : 600-606, 1960*
42) Williams GW, Luders HO, Breckner A, Goormastic M, Klass DW : *Interobserver variability in EEG interpretation. Neurology 35 : 1714-1719, 1985*